

Evaluación y análisis de algoritmos para el tratamiento de imágenes de campos de luz

Gustavo Bizai^{1,3}, Facundo Peiretti¹, Adrián Salvatelli¹, Bartolomé Drozdowicz^{1,2}

¹ Laboratorio de Sistemas de Información, Facultad de Ingeniería, Univ. Nac. De Entre Ríos, Ruta 11 Km.10 Oro Verde, Entre Ríos, Argentina

² Facultad de Ciencia y Tecnología, Universidad Autónoma de Entre Ríos

³ Facultad de Ciencias de la Vida y la Salud, Universidad Autónoma de Entre Ríos

{ gbizai, asalvatelli, bdrozdo }@bioingenieria.edu.ar

Abstract. Fundus photograph is essential for the early detection of pathologies as well as the monitoring of their evolution. Macular edema in particular is one of the most delicate ophthalmic diseases. This paper presents some methodologies for the computational treatment of images captured with a plenoptic camera fitted to a slit lamp. The slit lamp is low cost equipment, available in every ophthalmic consulting room. Strategies for decoding color light fields in 5D matrix are presented. Public access test images are used while others have been obtained during the investigation. From a single decoded picture it is possible to view the scene in different perspectives and to refocus at different depths. The results of applying various algorithms are presented and their performance is discussed in terms of processing time. The multiperspective view and focal stack generated confirm that it is feasible to use the light fields of the ocular fundus as a strategy to add 3D information to retinal images, increasing its diagnostic value. Future work will involve deepening the study of algorithms, its optimization and combination, and the processing of focal stacks to generate depth maps of the ocular fundus.

1 Introducción

Una escena del mundo real tridimensional puede explorarse haciendo foco visual en diferentes puntos de interés y modificando la posición de observación para describir, por paralaje, la ubicación relativa de los objetos en el espacio. Entonces mediante acomodación del cristalino y movimientos de la cabeza el observador puede hacerse una idea cabal de las profundidades en la escena. Cuando se observa la misma escena en una pantalla o fotografía, estas posibilidades están ausentes y el observador recurre a su conocimiento basado en aprendizaje para inferir distancias. Estas pistas psicológicas son, entre otras, perspectiva lineal, oclusiones, sombras, variaciones de luminancia y textura [1]. La información de profundidad constituye un valor agregado de alto interés en imágenes oftalmológicas de retina. El desafío es

enriquecer a estas imágenes sumándole dos atributos: enfoque dinámico y perspectiva múltiple. El primero se refiere a la posibilidad de hacer foco en diferentes profundidades de la escena, mientras que el segundo permite la observación de la escena desde diferentes ángulos.

La fotografía de fondo de ojos es de especial interés para la detección temprana de patologías [3-5] así como también el seguimiento de la evolución de los tratamientos [6]. Una de las complicaciones de la diabetes es el edema macular, cuyo diagnóstico temprano es fundamental. Su evaluación clínica es siempre difícil, siendo la fotografía estéreo y la biomicroscopía con lámpara de hendidura las técnicas más utilizadas para mostrar cambios en el volumen retiniano. Sin embargo, ambas técnicas son dependientes del observador y no permiten la medición objetiva del cambio [7]. Asimismo, la lámpara de hendidura, equipo presente en cualquier consultorio oftalmológico, no ha evolucionado significativamente desde el punto de vista tecnológico [8]. La posibilidad de obtener imágenes de la topografía del fondo ocular es de gran interés para el médico oftalmólogo como soporte objetivo para la toma de decisiones, máxime si se utiliza un equipo económico y de difusión masiva como lo es dicha lámpara.

En las cámaras fotográficas digitales convencionales los elementos sensores del CCD o CMOS integran la luz que les llega, sin importar la dirección desde donde provienen los rayos exactamente. Esto resulta en una captura en 2D de una escena 3D, lo que se define como fotografía simple. Para obtener una experiencia tridimensional, existen numerosos métodos basados en diferentes técnicas, que podrían clasificarse como reconstrucción o visualización 3D a partir de múltiples imágenes y a partir de una única imagen [2].

Este trabajo presenta las bases para la utilización de campos de luz como estrategia para agregar información 3D a las imágenes del fondo ocular, incrementando su valor diagnóstico. En la Sección 2 se fundamenta la selección de la fotografía plenóptica entre otros métodos de captura y reconstrucción tridimensional de la escena. La Sección 3 brinda al lector un breve resumen de los antecedentes y principios de la fotografía plenóptica, para comprender los métodos de codificación y reconstrucción presentados en la Sección 4. Finalmente, en la Sección 5 se evalúan algunos resultados preliminares y se presenta el trabajo futuro.

2. Captura de imágenes para Reconstrucción 3D de la escena

El campo de la visualización tridimensional está en continua expansión, especialmente motivado por la TV3D, la industria cinematográfica y los sistemas autónomos robóticos y automotrices. Son variadas las alternativas de captura para su posterior procesamiento; es de interés clasificarlas según la cantidad de imágenes que requieren a los efectos de evaluar la complejidad de su implementación y a continuación se nombran las más destacadas.

2.1. Reconstrucción 3D a partir de múltiples imágenes

La estereovisión es una de las técnicas más antiguas y por lo tanto, la más estudiada. Requiere dos cámaras en un sistema calibrado y las profundidades se estiman por triangulación utilizando las correspondencias entre las dos imágenes. Otra técnica es la captura de múltiples imágenes consecutivas en el tiempo, técnica llamada “Structure from Motion” (SfM) que permite el cálculo de profundidad por diferencia de paralaje [9] [10]. También puede reconstruirse una escena 3D a partir de múltiples capturas de la misma escena mediante una cámara con distancia focal fija, con diferentes distancias plano objeto – plano imagen [11].

2.2. Reconstrucción 3D a partir de una única imagen

La holografía es el método que proporciona la mejor experiencia 3D pero requiere iluminación coherente, muy sensible a vibraciones e inclusive a movimientos del aire por lo que se restringe su uso a ambientes controlados. La técnica basada en señales monoculares utiliza el conocimiento previo de las características de la escena (texturas, formas y tamaños, oclusiones, puntos de fuga, etc.) para reconstruir una escena 3D a partir de su imagen [2]. Otra opción es capturar los rayos de luz provenientes de diferentes direcciones desde una misma escena [12], técnica denominada fotografía plenóptica. A partir de una única captura permite, después de un procesamiento computacional, hacer foco en diferentes profundidades y obtener diferentes vistas (en ángulos pequeños) de la escena. Ambas propiedades posibilitan la recreación de la escena en 3D.

Analizadas las alternativas anteriores, la fotografía plenóptica se presenta como el mejor sistema de reconstrucción 3D para su aplicación a imágenes de fondo ocular por los siguientes motivos:

- Requiere una sola cámara fotográfica que puede desacoplarse para ser utilizada de manera convencional.
- La óptica asociada a este sistema (matriz de microlentes) puede diseñarse sin intervenir la cámara ni el equipo del oftalmólogo (retinógrafo o biomicroscopio). El mismo acople cámara-biomicroscopio puede contener el sistema óptico necesario.
- No altera significativamente el modo de trabajo del médico. Puede utilizarse un codo (prisma especular) u ocuparse uno de los oculares como canal de captura.
- No requiere la colaboración especial del paciente ni requiere más tiempo de estudio, puesto que basta con una sola captura.

3 Antecedentes de la fotografía plenóptica

En 1908 el Profesor Lippmann fijó las bases de lo que él bautizó “fotografía integral” [13], aunque con considerables limitaciones técnicas [14]. Sokolov [15] hizo una descripción experimental y matemática del hallazgo de Lippmann, mientras que Ives experimentó con la fotografía integral de Lippmann incorporando al sistema una lente de gran angular [16] [17]. En 1992, Adelson y Wang propusieron la “fotografía plenóptica” [12].

La función plenóptica [18] es 7 dimensional y describe el conjunto de todos los rayos de luz que ocupa el espacio durante todo el tiempo. La insistencia de la “totalidad” de esta función es la razón de su nombre: óptica plena, completa, llena. La función plenóptica describe la luz en 7 dimensiones: espacio (3D), dirección (2D), frecuencia (1D) y tiempo (1D). Con esta función, Adelson y Bergen buscan representar una escena no como un conjunto de superficies sino más bien como un volumen desde el que fluyen rayos en todas las direcciones del espacio. En 1996 Levoy y Hanrahan [19] propusieron una parametrización que reduce la función plenóptica a 4D y rescataron de Gershun [20] el término “light field” (campo de luz) para definir la radiancia en el espacio como función de la posición y dirección.

En 2005, Ng capturó el campo de luz con una cámara de fotos acondicionada con una matriz de microlentes [21] entre el sensor y las lentes principales, creando una cámara plenóptica con los mismos principios de Adelson y Wang, pero con tamaños de lentes que permiten integrar la óptica en una cámara de mano. Otros investigadores han propuesto diferentes configuraciones de cámaras de campos de luz, como el proyecto CAFADIS [22] de la Universidad de la Laguna y el de Adobe Inc. de Georgev [23]. En la actualidad hay disponibles varios modelos comerciales de cámaras plenópticas, fabricadas por dos empresas Lytro y Raytrix.

El desarrollo del “microscopio de campo de luz” [24] es la primera aplicación de la fotografía plenóptica al campo científico y sus resultados demuestran que es posible su utilización en escenas de escalas muy pequeñas.

3.1. La función plenóptica

A los efectos de simplificar el problema, es conveniente reducir la alta dimensionalidad de la función plenóptica original [18]. La dimensión “frecuencia” de la función plenóptica puede descartarse si se computa una escena color por planos RGB separados y la dimensión “tiempo” no aplica si la imagen es estática. Por otra parte, si se consideran dos planos paralelos en el espacio, cualquier rayo de luz que los atraviesa determina un par de puntos (u,v) y (x,y) que describen unívocamente posición y dirección. Esta parametrización de dos planos paralelos (2PP) propuesta por [19] reduce la función plenóptica a 4D.

La irradiancia desde la apertura en la lente sobre un punto en el sensor, es la integral de la radiancia que entra por la lente. La irradiancia sobre el sensor en la posición (x,y) es [25] :

$$E_F(x,y) = \frac{1}{F^2} \iint L_F(x,y,u,v) \cos^4 \theta . du . dv \quad (1)$$

El coseno a la cuarta potencia se refiere al viñeteo óptico y puede obviarse dado que pretendemos representar la dirección de los rayos en función de las distancias entre los planos de parametrización. Entonces asumimos que $L_F(x, y, u, v) = L_F(x, y, u, v) \cos^4 \theta$ [21].

3.2. Visualización multiperspectiva

La utilización de microlentes provoca un multiplexado de la escena en subimágenes, tantas como lenticulas tenga la matriz. La información de posición del rayo se mapea en la posición (M,N) de la lenticula de la matriz, mientras que su dirección lo hace en la posición (P,Q) de los pixeles ubicados detrás de la lenticula. Entonces cada subimagen es una captura de la radiancia de la escena desde ángulos diferentes. De este modo, la imagen cruda que captura el sensor contiene tanto las muestras espaciales como las angulares, y se sacrifica parte de la resolución espacial del sensor para capturar la información angular [28]. La obtención de imágenes desde diferentes ángulos consiste en seleccionar los pixeles que pertenecen a una misma posición (P,Q) para cada lenticula y generar la nueva vista que contendrá (M,N) pixeles.

3.3. Refocalización digital

En fotografía convencional, la profundidad de foco es responsabilidad de la apertura de la cámara. Una menor apertura provee mayor profundidad de foco, es decir, la posibilidad de visualizar el detalle de los objetos ubicados a diferentes distancias de la cámara. Esto es sumamente deseable, pero el costo es elevado: una apertura pequeña significa menor entrada de luz con la consecuente disminución de la relación señal/ruido. La fotografía plenóptica supera este inconveniente, permitiendo hacer foco en diferentes profundidades de la escena a partir de una única exposición con una apertura que permite buena entrada de luz. Esta propiedad es muy conveniente cuando las escenas presentan naturalmente problemas de transmisión y/o reflexión, como es el caso de fotografía de fondo ocular.

Haciendo referencia a (1), interesa conocer qué sucede con las ecuaciones cuando las escenas de interés no hacen foco en el plano (x,y) del sensor, es decir, cuando la distancia F cambia a otra F'. Si definimos alfa como la relación $\alpha = F'/F$, se demuestra que:

$$E_{\alpha F}(x', y') = \frac{1}{\alpha^2 F^2} \iint L_F \left(u \left(1 - \frac{1}{\alpha} \right) + \frac{x'}{\alpha}, v \left(1 - \frac{1}{\alpha} \right) + \frac{y'}{\alpha}, u, v \right) du dv \quad (2)$$

Esta ecuación muestra al conjunto de rayos que converge a la posición (x', y') . $E_{\alpha F}$ es la fotografía formada sobre el sensor virtual a una profundidad αF y se puede decir que esta resulta de la aplicación del Operador de Formación Fotográfica al campo de luz contenido dentro de la cámara, teniendo en cuenta la notación de operadores planteada en [27]. Esto significa que si L_F es el campo de luz parametrizado por un plano x - y a una distancia F del plano u - v de las lentes objetivo, podemos poner en foco (“refocalizar”) la escena a diferentes distancias F' . Es necesario evaluar esta integral para cada punto (x', y') , lo que nos devuelve el conjunto de todas las fotografías en las diferentes profundidades de la escena, conjunto denominado “focal stack” (FS). Otra alternativa es explorar las posibilidades que brinda el espectro de Fourier.

Los diagramas de rayos son una simplificación de la función plenóptica 4D. Los espectros de Fourier de estos diagramas no son más que rectas que pasan por el origen. Esto recuerda al Teorema del Corte de Fourier, estrategia utilizada como base del algoritmo de reconstrucción de imágenes a partir de proyecciones en tomografía computada.

Se ha demostrado la generalización del Teorema del Corte a n -dimensiones [21], y a partir de allí la posibilidad de obtener una fotografía convencional como la transformada inversa 2D de Fourier, al efectuar un corte 2D dilatado del hiperespacio transformado de Fourier 4D del campo de luz.

4 Evaluación y Resultados Preliminares

El trabajo actual del grupo de investigación abarca tres líneas de trabajo: a) caracterización de la lámpara de hendidura y obtención de datos para la decisión de compra de equipamiento de fotografía plenóptica; b) desarrollo de la algorítmica para la obtención de imágenes multifoco, multiperspectiva y mapa de profundidades; c) aplicación de metodologías para extracción de características de imágenes 3D. Las primeras dos líneas mencionadas se trabajan en paralelo: mientras se está desarrollando la óptica de captura (figura 1), se ha comenzado a estudiar los algoritmos con imágenes plenópticas públicas dado que las metodologías son las mismas y aún no se cuenta con imágenes de fondo ocular propias. Sí se han obtenido imágenes plenópticas del polo anterior del ojo ensayando diferentes configuraciones de acople óptico. En la figura 2 se muestra un montaje donde se sostiene una cámara plenóptica comercial Lytro con una lente externa acoplada. En la figura 3, se observan cuatro imágenes con foco en diferentes profundidades para evaluar el menisco lagrimal, de interés en patologías de ojo seco.



Figura 1. Lámpara de hendidura con prototipo de acople y cámara réflex.

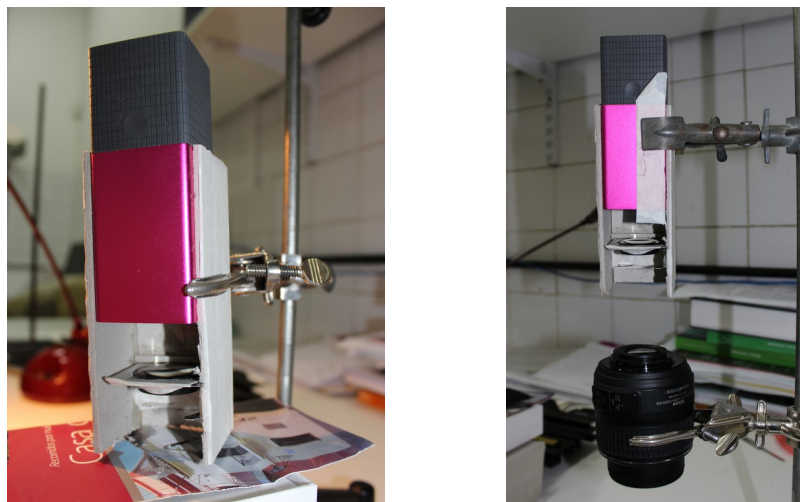


Figura 2. Montaje de una cámara plenóptica comercial Lytro F01 con lentes externas acopladas en disposición *nose-to-nose*.

4.1 Decodificación y construcción de la matriz 4D

Las imágenes crudas consisten en un conjunto de $M \times N$ subimágenes de $P \times Q$ píxeles cada una. $M \times N$ es la cantidad de lenticulas que constituyen la matriz de microlentes, mientras que $P \times Q$ son los píxeles del elemento sensor de la cámara,

que constituyen las subimágenes de cada lentícula. En la figura 4 se observan dos imágenes con lentículas de diferente geometría y diferentes cantidades de píxeles; si bien se muestran microlentes dispuestas en forma de grilla rectangular, pueden emplearse otras disposiciones como, por ejemplo, los arreglos hexagonales. El tamaño de la imagen cruda de campo de luz es de $(M \times P) \times (N \times Q)$ píxeles. La información de cada píxel se codifica en una matriz 5D que permite direccionarlo según la subimagen a la que pertenece (posición de la lentícula M,N) y su posición dentro de ella (P,Q), para cada canal de color (ch).

Gran cantidad de los campos de luz de acceso público no están disponibles en formato de imagen cruda, sino que se encuentran empaquetados en un formato cerrado, propio de la firma Lytro, denominado LFP. Para lograr visualizar las imágenes crudas tal y como se muestra en la figura 4, es necesario previamente extraerlas del propio archivo contenedor .lfp y luego llevar a cabo la decodificación de las mismas mediante un proceso conocido como interpolación cromática (*demosaicing*, en inglés).

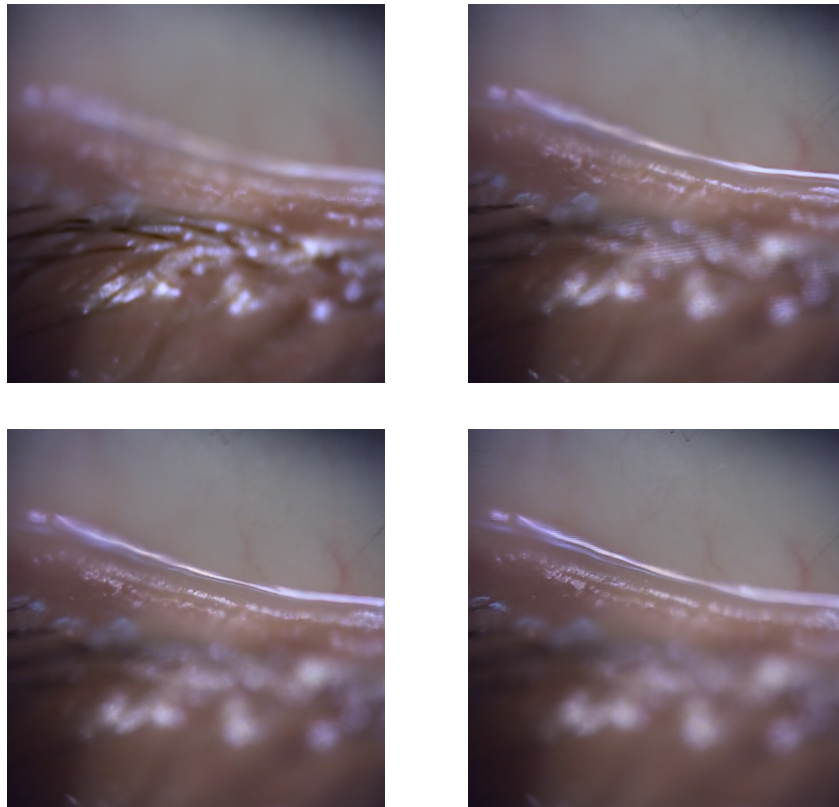


Figura 3. Imágenes de menisco lagrimal enfocadas en diferentes profundidades de la escena, obtenidas a partir de una única captura con una cámara plenóptica comercial Lytro F01.

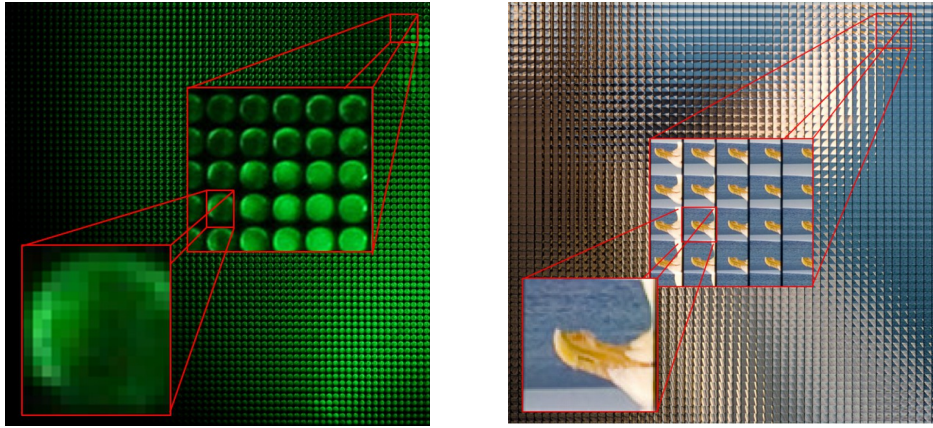


Figura 4. Dos ejemplos de imágenes crudas, con matrices de diferente cantidad de lentes, lentes de diferente geometría y diferente cantidad de píxeles por lente. Izquierda: imagen obtenida con el microscopio de campo de luz de Levoy et al. [24]. Derecha: imagen obtenida por Georgiev et al. [23].

4.2 Generación de imágenes en diferentes perspectivas

Para obtener una imagen en determinado ángulo, se selecciona una misma posición (P,Q) para todas las lentes y se genera una imagen de $M \times N$ píxeles. Recuerdese que la posición de los píxeles debajo de cada microlente guarda la información de la dirección de los rayos. En la figura 5 se observa una secuencia de imágenes en diferentes perspectivas, reconstruidas a partir de una única captura.



Figura 5. Dos perspectivas de la misma escena. En el círculo, detalle de una de las diferencias.

4.3 Generación del Focal Stack

Las posibles alternativas para generar imágenes enfocadas en diferentes profundidades son variadas. Algunas de ellas han sido implementadas y ensayadas para el presente trabajo. Este conjunto de estrategias analizadas se compone de algoritmos aplicables en el dominio espacial así como de otros que se trabajan en el espacio transformado de Fourier.

4.3.1 Filtro Desplazamiento-Suma

Examinando el Operador de Formación Fotográfica, puede observarse que la refocalización a una distancia F' es la suma de versiones escaladas y desplazadas de cada una de las imágenes en perspectiva que provee el campo de luz. El factor de escalado α puede ignorarse, dado que afecta a todas las imágenes por igual que son promediadas, sin cambiar la resolución última de la imagen refocalizada. Entonces el cómputo de refocalización consiste en desplazar cada imagen en perspectiva por un factor de $(u(1-1/\alpha), v(1-1/\alpha))$ y sumarlas. Cuando $\alpha = 1$ significa que no hay refocalización y el desplazamiento es nulo para el conjunto de las imágenes de perspectiva. En la figura 6 se observa una secuencia de imágenes enfocadas a diferentes profundidades, según el parámetro alfa.



Figura 6. Resultados obtenidos del algoritmo Shift Sum para distintos valores de 'alfa'.

Las imágenes refocalizadas pueden presentar algunos artefactos como una manifestación del aliasing asociado con un resampleo inapropiado del campo de luz, dado que en el cómputo de los desplazamientos los índices de posición calculados son reales y deben redondearse al entero más cercano.

4.3.2. Transformada Discreta de Stack Focal

Otra aproximación a la refocalización digital es ver al Operador de Formación Fotográfica como un caso particular de la Transformada de Radón y su extensión N-dimensional, y computar dicho Operador en el dominio frecuencial. En [26] se propone una Transformada para generar el FS, basada en la combinación de una

descomposición trigonométrica, característico de los enfoques de Fourier, con una generalización de Transformada Discreta de Radon. Sus autores proponen el algoritmo FDFST (Fast Discrete Focal Stack Transform) para obtener un conjunto de imágenes enfocadas en diferentes profundidades. La figura 7 muestra el resultado de aplicar FDFST. Se observa resultado similar al obtenido con el algoritmo de desplazamiento-suma.

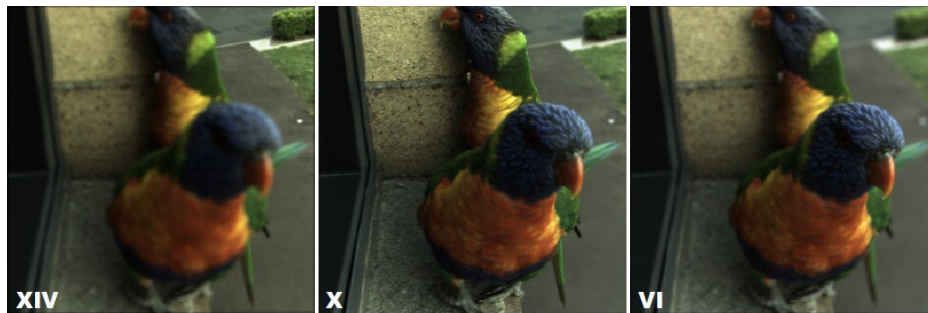


Figura 7. Diferentes posiciones en el focal stack de 17 imágenes obtenido con FDFST.

4.3.3. Corte del espacio transformado 4D

En el dominio de Fourier, el aporte de Ng [27] fue la generalización del Teorema del Corte, que permite obtener imágenes refocalizadas al aplicar la transformada inversa de Fourier a un plano cortado del hiperespacio transformado del campo de luz. Se proponen 2 pendientes (correspondientes a la inclinación del plano de corte), se generan los puntos pertenecientes a este plano y se recalcula para estos puntos los valores correspondientes del LF 4D transformado. En la Figura 8 se muestran algunas imágenes refocalizadas por corte del hiperespacio transformado, las cuales han sido obtenidas de la ejecución de dicho algoritmo implementado en *Light Field Toolbox* (v0.4) para MATLAB 2014b.

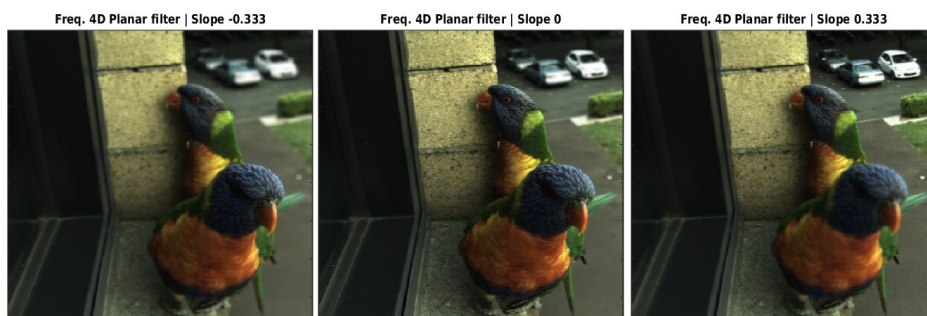


Figura 8. Filtro planar frecuencial 4D con diferentes pendientes.

5 Discusión y trabajo futuro

En esta primera etapa de proyecto el equipo de trabajo se ha familiarizado con la decodificación de imágenes crudas, el manejo de matrices N-dimensionales, la extracción de múltiples vistas en perspectiva de los campos de luz y algunas estrategias de refocalización.

En relación a los algoritmos de refocalización, se observan resultados diferentes en cuanto a los tiempos de cómputo. La figura 9 compara los tiempos insumidos por los tres algoritmos ensayados en función de diferentes tamaños de imágenes. Se observa un incremento cuasi exponencial para el algoritmo FDFST.

Los ensayos se realizaron en forma secuencial en una laptop con procesador Intel® Core™ i5-5200U CPU @ 2.20GHz × 4 y 8 Gb de memoria RAM.

Obsérvese que los tiempos presentados corresponden a un stack de sólo 17 imágenes de un máximo de 275x275 px, cuando la cámara Lytro provee un stack de 192 imágenes de 381x381 px que extrapola a 1080x1080 cuando son exportadas. La calidad de las imágenes obtenidas con los diferentes algoritmos aun no se ha evaluado objetivamente, aunque a simple vista los resultados presentan similares niveles de detalle y contraste.

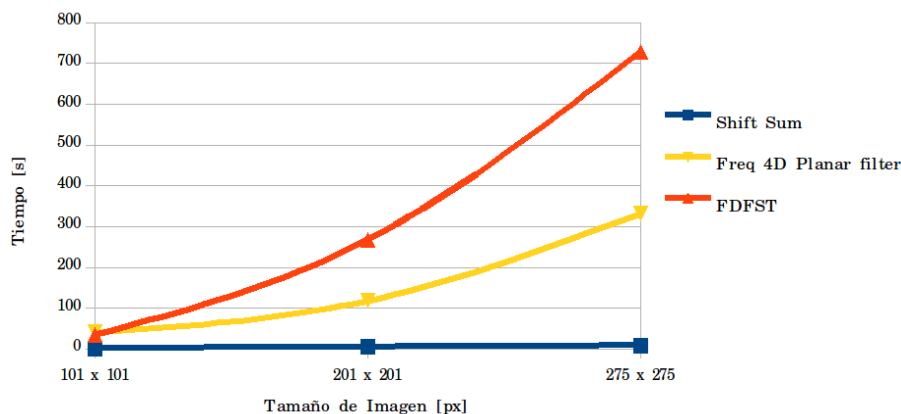


Figura 9. Tiempos de cómputo para stack focal de 17 imágenes obtenidas con los diferentes algoritmos, en función del tamaño de imagen.

Los trabajos a futuro consisten en el perfeccionamiento de los algoritmos implementados y la generación de otros scripts en base a la combinación de métodos. Si se busca mejorar las resoluciones se incrementará el volumen de datos y será

necesario optimizar el tiempo de ejecución de los algoritmos mediante técnicas de paralelización.

A partir del FS generado con la mejor calidad de imagen, es de interés la conformación de mapas de profundidad del fondo ocular.

Referencias

- [1] Navarro Fructuoso H 2014 Captura y reproducción de imágenes 3D mediante sistemas de Imagen Integral *Tesis Doctoral Universidad de Valencia*
- [2] Sudheer T, Viswanath A, Sai Tejaswi J and Prasad W 2012 Monocular-cues based 3D reconstruction: a comparative review *3-D Surface Geometry and Reconstruction: Developing concepts and application* **ch 08** pp 181–196
- [3] Salvatelli A, Bizai G, Martina M, Hadad A and Drozdowicz B 2013 Detección temprana de patologías diabéticas oculares en retinografías utilizando un Sistema Multiagentes *42 JAIIO - CAIS 2013* - ISSN: 1853-1881 p 263
- [4] Salvatelli A, Bizai G, Barbosa G, Drozdowicz B and Delrieux C 2007 A comparative analysis of pre-processing techniques in color retinal images *Journal of Physics: Conference Series* **90** 012069. IOP Publishing. doi:10.1088/1742-6596/90/1/012069
- [5] Insfran M, Yancovich J, Salvatelli A, Bizai G and Drozdowicz B 2015 Workflow based on pixel processing for automatic segmentation of vasculature in retinographies *IFMBE Proc* **49** ISBN/ ISSN 1680-0737
- [6] Gelroth Balbi A, Rodriguez D, Salvatelli A, Drozdowicz B and Bizai G 2011 Analysis and implementation of methodologies for the monitoring of changes in eye fundus images *Journal of Physics: Conference Series* **332** 012036 IOP Publishing.
- [7] Cunha-Vaz J 1998 Diabetic macular edema *European Journal of Ophthalm.* **8** n.3 pp. 127–130
- [8] González G, Faisano A and Torres R 2015 The slit-lamp survey in Entre Ríos, Argentina *IFMBE Proc* **49**, pp 117–119
- [9] Forsyth D and Ponce J 2003 *Computer Vision: A Modern Approach* Prentice Hall
- [10] Pollefeys M 2004 Visual modelling with a hand-held camera *Intenational Journal on Computer. Vision (IJCV)* p 59
- [11] Adur J, Diaz-Zamboni J, Vicente N, Izaguirre M and Casco V 2007 Digital Deconvolution Microscopy: development, evaluation and utilization in 3D quantitative studies of E-cadherin expression in skin of Bufo arenarum tadpoles *Mod. Research and Educ. Topics in Microscopy*
- [12] Adelson E and Wang J 1992 Single lens stereo with a Plenoptic Camera *IEEE transactions on pattern analysis and machine intelligence* **14** n.2
- [13] Lippmann G 1908 Epreuves reversibles donnant la sensation du relief *J. of Physics* **7** p 821
- [14] Lippmann G 1911 Integral Photography a new discovery by Professor Lipmann *Scientific American* p 164
- [15] Sokolov A 1911 Autostereoscopy and Integral Photography by Professor Lippmanns Method *Moscow State Univ. Press* MGU
- [16] Ives, H 1931 Optical properties of a Lippmann lenticulated sheet *J. Opt. Soc. Amer.* **21** p 171

- [17] Roberts D and Smith T 2010 The history of integral print methods. An excerpt from: “Lens Array Print Techniques”.
ftp://ftp.umiacs.umd.edu/pub/aagrawal/HistoryOfIntegralImaging/Integral_History.pdf
- [18] Adelson E and Bergen J 1991 The plenoptic function and the elements of early vision *Computational models of visual processing* **91** n.1 pp 3–20
- [19] Levoy M and Hanrahan P 1996 Light field rendering *SIGGRAPH ACM* pp 31–42
- [20] Gershun A 1939 The light field. Moscow, 1936. *Journal of Mathematics and Physics* **XVIII**, 51–151 Translated by P. Moon and G. Timoshenko
- [21] Ng R, Levoy M, Bredif M, Duval G, Horowitz M and Hanrahan P 2005 Light Field Photography with a hand-held Plenoptic Camera *Stanford Tech Report CTSR 2005-02*
- [22] CAFADIS Group, Universidad de La Laguna, España, Web page: <http://www.cafadis ull.es/>
- [23] Georgiev T and Lumsdaine A 2009 Superresolution with Plenoptic Camera 2.0 *Adobe Technical Report*
- [24] Levoy M, Ng R, Adams A, Footer M and Horowitz M 2006 Light Field Microscopy *ACM Transactions on Graphics* **25**(3), *Proc. SIGGRAPH 2006*
- [25] Stroebe L, Compton J, Current I and Zakia R 1986 *Photographic Materials and Processes. Boston: Focal Press*
- [26] Pérez Nava F, Marichal-Hernández J and Rodríguez-Ramos J 2008 The discrete Focal Stack transform *Proceedings of Eusipco'08*, August 25–29 2008
- [27] Ng R 2006 Digital light field photography *Ph.D. dissertation, Stanford University*
- [28] Georgiev T, Zheng K C, Curless B, Salesin D, Nayar S, and Intwala C 2006 Spatio-Angular Resolution Tradeoff in Integral Photography